

**Т.Г. МАЩЕНКО**, канд. техн. наук, проф.,  
**М.О. БОРИСЕНКО**, студентка, НТУ «ХПИ»

## **ДИАГНОСТИКА ЗАБОЛЕВАНИЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ НА ОСНОВЕ КОНТРОЛЯ НИЗКОАМПЛИТУДНЫХ КОЛЕБАНИЙ ЭКГ-СИГНАЛА**

В статті розглянута проблема необхідності діагностування захворювань серцево- судинної системи як у дорослих людей, так і у молоді під час масового контролю стану роботи серця. Представлена сутність нового методу аналізу ЕКГ- сигналу на основі контролю низькоамплітудних коливань, за допомогою якого можна забезпечити виявлення патологій на догоспитальному етапі або побачити розвиток негативних тенденцій на самих ранніх стадіях захворювання.

The problem of needs to diagnosticate of cardiovascular system diseases as of adults also of young to during mass control of state of heart working is considered in the article. The essence of a new method of analysis EKG – the signal on basis of control of low-amplitude oscillations with help of which is possible to ensure detection of pathology on pre – admission stage or to see development of negative tendency on the earliest stage of sickness is introduced.

**Постановка проблемы.** На сегодняшний день достаточно остро стоит вопрос диагностики заболеваний сердечно- сосудистой системы, которые являются причиной высокой смертности, как у взрослых, так и, к сожалению, у детей. Все чаще идет речь о неожиданном проявлении кардиологических заболеваний у людей, которые до этого эпизода считались здоровыми. Вследствие тенденции возрастания числа больных ишемической болезнью сердца во всем мире возникает необходимость догоспитального своевременного выявления наличия этого недуга.

Актуальной проблемой лечения и профилактики ишемической болезни сердца (ИБС), доминирующей в сердечно-сосудистых заболеваниях по распространенности и тяжести последствий, является разработка эффективных скрининговых методов для раннего выявления ишемических изменений миокарда при массовых обследованиях населения.

**Цель статьи** – оценка метода контроля низкоамплитудных колебаний ЭКГ – сигнала, на основании которой появляется возможность ранней диагностики выявления ишемической болезни сердца, особенно у детей при массовом контроле состояния сердечно- сосудистой системы. При этом интерпретация результатов контроля должна быть доступной врачу- терапевту.

Одним из способов предупреждения острых кардиологических состояний является использование точных скрининговых ЭКГ – технологий для оперативной и достоверной идентификации лиц, имеющих высокий риск патологических изменений миокарда. На данный момент существует большое количество методов оценки параметров ЭКГ, но для массового обследования получила широкое распространение новая технология контроля низкоамплитудных колебаний ЭКГ-сигнала, получившая название "дисперсионное кар-

тирование", и являющаяся одним из современных направлений в попытках разрешения этой проблемы. Разработка этой технологии связана с ревизией некоторых аспектов биофизических моделей электрического генератора сердца.

Однако сегодня можно с уверенностью утверждать, что ЭКГ-сигнал содержит весьма информативные компоненты, на которые почти не обращали внимание, но аналоги которых детально изучались физиками в области так называемой хаотической динамики [1].

Речь идет о небольших низкоамплитудных изменениях ЭКГ-сигнала в последовательных сердечных сокращениях, проявляющихся в незаметных случайных колебаниях линии ЭКГ на однотипных участках записи ЭКГ. Средняя амплитуда этих колебаний столь незначительна, что они традиционно интерпретируются как малозначимые шумовые помехи. Именно малые флуктуации часто несут важную диагностическую информацию, предшествующую развитию патологии и не проявляющуюся в традиционных отклонениях ЭКГ-сигнала. Идея извлечения этой важной "ранней" информации была весьма заманчива, так как она открывала путь не только к более чувствительным диагностическим приборам, но и к устройствам, обеспечивающим достаточно надежный оперативный прогноз состояния сердца. Эта идея стала особенно привлекательной, когда исследования хаотических колебаний в области нелинейной динамики, более известные в современной физике как исследования по проблеме "детерминированного хаоса", показали, что за внешней случайностью часто скрывается детерминированная закономерность. Некоторые результаты этих исследований послужили отправной точкой при анализе флуктуаций ЭКГ-сигнала.

Анализ случайных малых колебаний ЭКГ невозможен без точной модели биогенератора сердца (БГС). Вследствие этого работа по созданию алгоритмов анализа низкоамплитудных флуктуаций ЭКГ началась с формирования традиционной компьютерной модели БГС, которая была основана на расчете электрического поля двойного заряженного слоя кардиомиоцитов [2]. Модель биогенератора в данной технологии имеет очень большое значение, т.к. 60% используемых диагностических признаков извлекается при анализе низкоамплитудных флуктуаций так называемых косвенных параметров, рассчитываемых на основе модели электрических процессов в миокарде.

Электродинамическая модель сердца дает точное расчетное предсказание факта уменьшения длительности потенциала действия эпикардиальных клеток миокарда желудочков на ~30...40 мс в сравнении с эндокардиальными клетками, хотя генез этого уменьшения до настоящего времени оставался неясным. Таким образом, анализ адекватности электродинамической модели позволил сделать следующий вывод: новая модель индуцирования поверхностных потенциалов хорошо согласуется с данными, наблюдаемыми в электрофизиологических экспериментах и в клинической практике, а также дает объяснение многим проблемным фактам. Эта модель не требует какой-либо

дополнительной феноменологии при интерпретации ЭКГ-сигналов. Все ее предсказания основаны лишь на точном учете электродинамических эффектов, возникающих на мембранах огромного числа сократительных кардиомиоцитов. И, что наиболее важно, эта модель предоставляет новые формулы для расчета поверхностных потенциалов, необходимые для определения косвенных, т.е. непосредственно не измеряемых параметров с необходимой точностью [1].

Электродинамическая модель была использована в данной технологии для точного вычисления ряда косвенных параметров, необходимых для реализации полноразмерного анализа низкоамплитудных флуктуаций ЭКГ [3].

Сущность метода «дискретного картирования» заключается в следующем. Входные сигналы ЭКГ покоя длительностью 30 с оцифровывают и выделяют приблизительно 15 последовательных комплексов *QRST*. Допустимое число анализируемых комплексов *QRST* в этой технологии составляет 10...20. Далее выделенные комплексы в каждом из анализируемых отведений синхронизируют по моменту начала и получают сигналы низкоамплитудных колебаний *QRST*-комплексов в каждый момент времени регистрации (см. рис. 1).

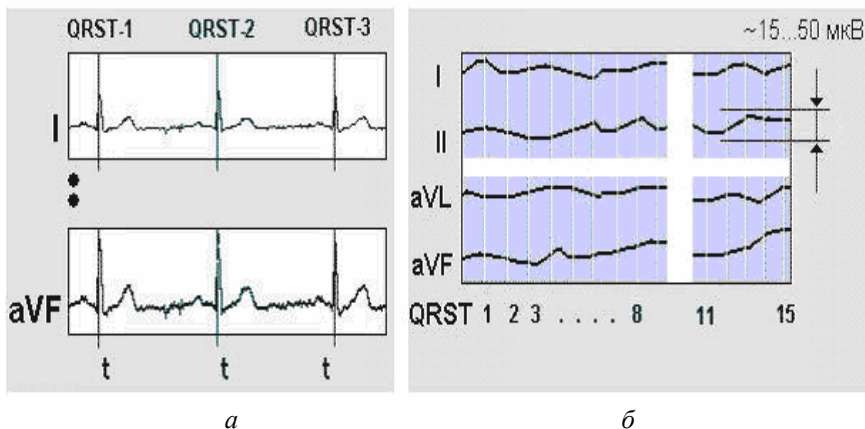


Рис. 1. Схема формирования информационной модели низкоамплитудных колебаний ЭКГ: *а* – исходные ЭКГ- сигналы с метками синхронизации в моменты времени *t*; *б* – массив низкоамплитудных колебаний ЭКГ для момента времени *t*

На рис. 1, *а* для примера показано выделение одного момента регистрации в разных комплексах *QRST*, отстоящего на ~11 мс от начала комплекса *QRS*. На рис. 1, *б* показаны 6 кривых низкоамплитудных колебаний для этого момента времени, соответствующих шести отведениям I ... *aVF* от конечностей. Величины сигналов в отведениях от конечностей I ... *aVF* рассчитывают стандартным образом по сигналам двух регистрируемых отведений I, III (электроды *L-R*, *L-F*). Пол-

ный цифровой массив флуктуаций включает аналогичные данные по 250 ... 300 моментам времени, которые полностью охватывают весь комплекс *QRST*.

Этот массив напоминает цифровые данные, анализируемые в ЭКГ-методе высокого разрешения при усреднении по времени. Принципиальной особенностью полученного массива низкоамплитудных колебаний является малый объем выборки в каждый момент времени, который составляет ~10...20 точек. Эта особенность требует специальных методов анализа, так как традиционные статистические оценки на таких коротких выборках мало достоверны или невозможны [4].

Вследствие этого, цифровой массив низкоамплитудных колебаний пропускают через специальный модуль когерентного усиления слабых сигналов – информационный усилитель. Этот модуль усиливает малые отклонения, которые повторяются во всех анализируемых комплексах *QRST* (т.е. малые отклонения, которые сильно коррелируют), но ослабляет отклонения, которые слабо коррелируют в анализируемых комплексах. Дополнительно на вход информационного усилителя подаются вторичные характеристики, рассчитанные по исходным (первичным) низкоамплитудным колебаниям на основе электродинамической модели электрического БГС. Основным объектом анализа в информационном усилителе являются дисперсионные характеристики низкоамплитудных колебаний. Термин “дисперсия” соответствует общепринятому в кардиологии определению разности между наибольшим и наименьшим значением варьирующей величины.

Дисперсионные характеристики дают интегральную оценку изменений большого числа структурных характеристик миокарда, зависящих от параметров крови, электролитного баланса, артериального давления и других факторов. Финальная процедура расчета дисперсионных характеристик состоит в определении вероятной локализации отделов миокарда с изменениями, ставшими источником дисперсионных изменений, а также в определении интегрального показателя отклонений дисперсионных характеристик от нормы в локализованных отделах. Точность вероятной локализации дисперсионных изменений определяется числом анализируемых отведений. В скрининг-анализаторе, который регистрирует отведения от конечностей, обеспечивается выделение только следующих укрупненных видов локализации изменений: задняя или боковая, боковая, переднее-перегородочная или боковая, переднее-перегородочная или нижняя, нижняя, нижняя со сдвигом вправо. В итоге на выходе информационного усилителя формируется поверхностная карта дисперсионных характеристик, которая отображает лишь значимые отклонения этих характеристик от нормы (см. рис. 2, а). Эта карта по определенному алгоритму проецируется на эпикардальную поверхность компьютерной трехмерной анатомической модели сердца. На экране дисплея возникает цифровая модель дисперсионных характеристик на поверхности квазиэпикарда (т.е. компьютерной модели эпикарда), которую авторы технологии называли “портретом сердца” (см. рис. 2, б). Контролируемые таким образом дисперсионные характеристики низкоамплитудных колебаний ЭКГ отражают

характеристики повторяемости движения фронтов деполяризации и реполяризации в миокарде при каждом сокращении сердца, усредненные за время  $\sim 10 \dots 20$ .

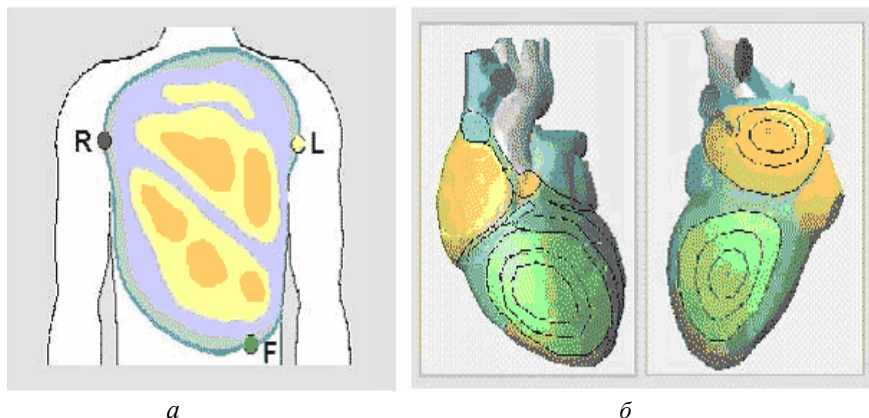


Рис. 2: *а* – поверхностная карта дисперсионных характеристик; *б* – информационная модель дисперсионных характеристик

Описанная последовательность алгоритмических операций получила название "метод дисперсионного картирования". Имеющийся сегодня опыт нескольких лет испытаний свидетельствует о бесспорном факте: среди неинвазивных и доступных для широкой клинической практики методов контроля по чувствительности к метаболическим изменениям метод дисперсионного картирования ЭКГ имеет наилучшие показатели [2]. Если основные трудности госпитальной диагностики сосредоточены преимущественно в области повышения детализации диагноза и улучшения прогностических оценок, то главной проблемой догоспитального этапа является своевременность и достоверность выявления самого факта наличия ишемических изменений, а также своевременность выявления догоспитальных состояний с высокой вероятностью летального исхода. Вследствие тенденции возрастания числа больных ИБС в индустриально развитых странах, именно скрининговые технологии являются одним из эффективных инструментов разрешения отмеченной проблемы догоспитального этапа. Кроме того, длительность контрольной процедуры составляет  $\sim 1..2$  мин., сама процедура контроля не требует специальных подготовительных мероприятий и может быть выполнена без снятия одежды в положении сидя. На основе полученных результатов осуществляется детализация диагноза и улучшение прогностических ошибок.

**Список литературы:** 1. Томпсон Дж. М.Т. Неустойчивости и катастрофы в науке и технике: Пер. с англ. М.: Мир, 1985.2. Руководство по кардиологии. Т. 2. Методы исследования сердечно – сосудистой системы. Под ред. Чазова Е.И. М.: Медицина, 1982. 3. Патент DE 199 52 645: Soula A., Kitashine Y., Gillessen W., Verfahren und Vorrichtung zur visuellen Darstellung Überwachung physiologischer Funktionsparameter, 2001. 4. Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Вариабильность ритма сердца: Монография.- М., 1998.

Поступила в редколлегию 11.12.2008